

(19) 世界知的所有権機関  
国際事務局(43) 国際公開日  
2003年9月18日 (18.09.2003)

PCT

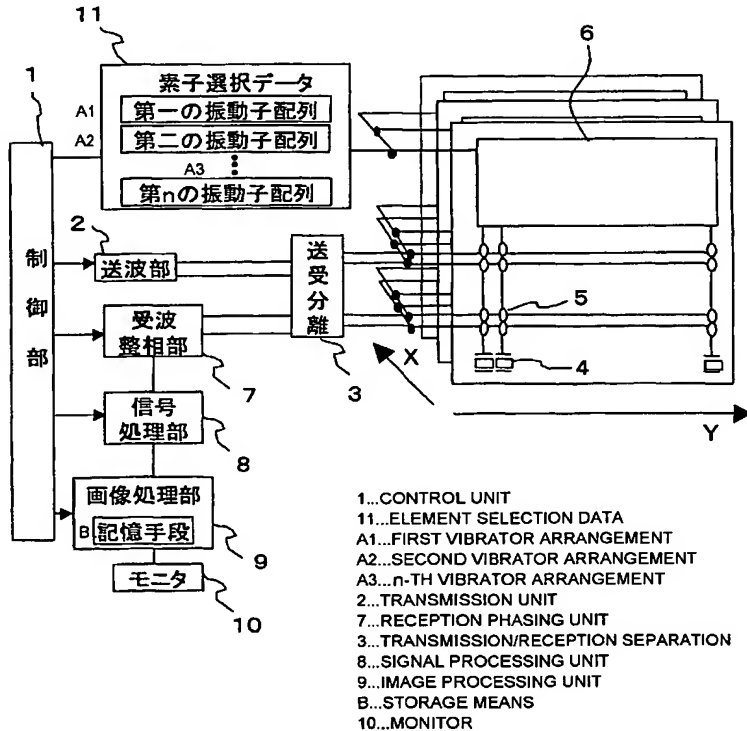
(10) 国際公開番号  
WO 03/075768 A1

- (51) 国際特許分類<sup>7</sup>: A61B 8/00 (72) 発明者; および  
(21) 国際出願番号: PCT/JP03/02858 (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 篠村 隆一 (SHINOMURA, Ryuichi) [JP/JP]; 〒355-0004 埼玉県東松山市沢口町9-12 Saitama (JP). 神田 浩 (KANDA, Hiroshi) [JP/JP]; 〒359-1111 埼玉県所沢市緑町4-15-4 Saitama (JP). 玉野 聡 (TAMANO, Satoshi) [JP/JP]; 〒277-0054 千葉県柏市南増尾1-20-1-512 Chiba (JP).  
(22) 国際出願日: 2003年3月11日 (11.03.2003)  
(25) 国際出願の言語: 日本語  
(26) 国際公開の言語: 日本語  
(30) 優先権データ: 特願2002-66591 2002年3月12日 (12.03.2002) JP (81) 指定国 (国内): CN, KR, US.  
(71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 株式会社日立メディコ (HITACHI MEDICAL CORPORATION) [JP/JP]; 〒100-0047 東京都千代田区内神田一丁目1番14号 Tokyo (JP). (84) 指定国 (広域): ヨーロッパ特許 (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, RO, SE, SK, TR).

[続葉有]

(54) Title: ULTRASONOGRAPH

(54) 発明の名称: 超音波診断装置



1...CONTROL UNIT  
11...ELEMENT SELECTION DATA  
A1...FIRST VIBRATOR ARRANGEMENT  
A2...SECOND VIBRATOR ARRANGEMENT  
A3...n-TH VIBRATOR ARRANGEMENT  
2...TRANSMISSION UNIT  
7...RECEPTION PHASING UNIT  
3...TRANSMISSION/RECEPTION SEPARATION  
8...SIGNAL PROCESSING UNIT  
9...IMAGE PROCESSING UNIT  
B...STORAGE MEANS  
10...MONITOR

(57) Abstract: An ultrasonograph includes an ultrasonic probe consisting of a plurality of vibrator elements arranged in two-dimensional way for transmitting/receiving ultrasonic waves to/from an examinee, vibrator element selection means for selecting the vibrator elements used for transmission/reception, a signal processing unit for giving a delay time to the reception signal received from the selected vibrator element and processing the signal, an image processing unit for generating an image according to an output signal of the signal processing unit, and an image display unit for displaying the image. The ultrasonograph is characterized in that the image processing unit includes storage means for storing a first ultrasonic image obtained by scanning with a first vibrator arrangement selected by the vibrator element selection means and a second ultrasonic image obtained by scanning with a second vibrator arrangement selected by the vibrator element selection means so that irradiation is performed in a direction different from the beam direction of the first vibrator arrangement, and image calculation means for combining the first ultrasonic image and the second ultrasonic image. Thus, it is possible to collect a tomogram of high resolution by using two-dimensionally arranged ultrasonic probe and

improve the tomogram quality by using the two-dimensionally arranged ultrasonic probe without increasing the entire size.

(57) 要約: 被検体に超音波を送受波する複数の振動子素子を2次元配列してなる超音波探触子と、送受波に用いる前記振動子素子を選択する振動子素子選択手段と、選択された前記振動子素子から受信された受波信号

[続葉有]



添付公開書類：  
— 国際調査報告書

2文字コード及び他の略語については、定期発行される各PCTガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

に遅延時間を与え、信号処理する信号処理部と、前記信号処理部の出力信号に基づいて画像を生成する画像処理部と、前記画像を表示させる画像表示部とを備えた超音波診断装置において、前記画像処理部は、前記振動子素子選択手段より選択された第1の振動子配列で、走査して得られる第1の超音波像と、前記振動子素子選択手段より前記第1の振動子配列のビーム方向と異なる方向に照射するように選択された第2の振動子配列で、走査して得られる第2の超音波像とを記憶する記憶手段と、前記第1の超音波像と前記第2の超音波像を合成する画像演算手段とを備えることを特徴とする超音波診断装置を提供することにより、2次元配列の超音波探触子を用いて高解像の断層像を収集することができ、規模を増大させることなく、2次元配列の超音波探触子を用いて診断画像の画質を向上させることができた。

## 明 細 書

## 超音波診断装置

## 5 技術分野

本発明は、超音波診断装置に関し、特に超音波を送受波する複数の振動子素子を面状に 2 次元配列してなる 2 次元配列探触子を用いた 3 次元走査に適用して有効な技術に関する。

## 10 背景技術

近年、超音波診断装置の性能向上及び超音波診断技術の進展に伴い、様々な診断領域に超音波診断装置が使用されることとなり、超音波を用いた診断に対しても 3 次元的な画像表示が要望されている。通常、3 次元的な画像表示を可能とするためには、被検体に対し所定間隔毎に複数枚の断層像を収集し、この得られた複数枚の断層像から抽出された撮像対象（観察対象）となる臓器等の輪郭をつなぎ合わせる等の方法によって 3 次元画像を再構成する必要があった。

15

しかしながら、振動子素子を平面状に 2 次元配列した 2 次元探触子を用いた超音波診断装置を用いて、2 次元配列の超音波探触子を用い同心円状に多重リングで口径を形成すると、超音波ビームの形成方向は探触子面の法線方向に限定

20

されてしまうので、前述した超音波ビームの合成を利用して 3 次元画像を生成することはできなかった。

また、スパースアレー技術を用いた超音波診断装置は、口径を走査せずに超音波ビームをセクタ走査する構成となっており、超音波ビームを交差させた超音波計測を行うことができないので、前述した超音波ビームの合成を利用した

25

断層像の生成法を適用することはできなかった。

特開平 9-234199 号公報では、複数の振動子を走査方向およびレンズ方向に並設して成る超音波を送受波するための超音波プローブを具備した超音波診断装置において、前記複数の振動子から駆動する振動子を選択する選択手段と、この選択手段により選択された振動子を走査方向およびレンズ方向に所定の遅

延データに基づき駆動することによりある深度に走査方向およびレンズ方向にフォーカスを持つ送信ビームを発生させる超音波送信手段と、被検体に関する情報を入力するための入力手段と、この入力手段より入力した被検体に関する情報に応じて前記超音波送信手段を制御する制御手段とを具備する超音波診断装置が開示されているが、2次元配列探触子を用いたコンパウンドスキャンは開示されていない。

本発明の目的は、2次元配列の超音波振動子を切り換えたコンパウンドスキャンにより、高解像の断層像を収集することが可能な技術を提供することにある。また、装置規模を増大させることなく、2次元配列の超音波振動子を切り換えて診断画像の画質を向上させることが可能な技術を提供することにある。

#### 発明の開示

上記課題を解決するため、本発明の目的は、2次元配列の超音波探触子を用いて高解像の断層像を収集することが可能な技術を提供することにある。本発明の他の目的は、装置規模を増大させることなく、2次元配列の超音波探触子を用いて診断画像の画質を向上させることが可能な技術を提供することにある。

#### 図面の簡単な説明

図1は、本発明の実施の形態1の超音波診断装置の構成を説明するための図である。図2は、本発明の実施の形態1の超音波診断装置の概略構成を説明するための図である。図3は、実施の形態1の各振動子素子で受波される超音波と焦点Fとの位置関係を説明するための図である。図4は、実施の形態1における異なるビーム方向の超音波ビームの走査で得られた超音波断層像を説明するための図である。図5は、本発明の実施の形態2の超音波診断装置の概略構成を説明するための図である。図6は、本発明の実施の形態3の超音波診断装置の概略構成を説明するための図である。図7は、本発明の実施の形態3の超音波診断装置の概略構成を説明するための図である。

#### 発明を実施するための最良の形態

以下、本発明について、発明の実施の形態（実施例）とともに図面を参照して詳細に説明する。なお、発明の実施の形態を説明するための全図において、同一機能を有するものは同一符号を付け、その繰り返しの説明は省略する。

（実施の形態 1）

5      図 1 は、本発明による超音波診断装置の実施の形態を示す全体構成である。この超音波診断装置は、2 次元配列振動子により超音波ビームを形成し走査して被検体内部の診断部位の超音波画像をリアルタイムで得るもので、超音波振動子 4 と、素子選択データ部 11 と、送波部 2 と、受波整相部 7 と、送受分離回路 3 と、信号処理部 8 と、画像処理部 9 と、モニタ 10 と、制御部 1 とを備えて成  
10      る。

探触子は、被検体内に超音波を送受信するもので、2 次元配列の複数の振動子 4, 4, ...を備えている。これらの振動子 4, 4, ...は、平面視で X 方向に 1～m 個、Y 方向に 1～n 個のように 2 次元配列とされている。

15      なお、振動子 4, 4, ...には、整相回路の任意の整相チャンネルに結合する接続スイッチ群 5 が接続されている。さらに、この接続スイッチ群 5 には、そのスイッチ動作を制御するスイッチ制御部 6 が接続されている。

素子選択データ部 11 は、超音波送受信の口径を形成するための素子選択データを記憶しておくものであり、超音波走査情報も含めた振動子配列に基づく素子選択データも記憶されている。そして、これから読み出されたデータが上記  
20      スイッチ制御部 6 に送られ、該スイッチ制御部 6 の制御により超音波送受信の口径を形成すべく接続スイッチ群 5 のスイッチのオン、オフが設定されるようになっている。

送波部 2 は、探触子の超音波送受信の口径を形成する振動子 4 に所望の焦点に収束するような遅延を与えて超音波打ち出しの送波信号を供給するものである。また、受波整相部 7 は、振動子 4 で受信した反射エコー信号について所望  
25      のフォーカス処理をし整相加算して受信ビームを形成するものである。そして、送受分離回路 3 は、超音波の送信と受信とで上記送波部 2 と受波整相部 7 とを振動子 4 に接続するのを区別して切り換えるものである。

信号処理部 8 は、上記受波整相部 7 からの受信信号を入力して検波、圧縮、

エッジ強調などの処理をして 1 走査線のデータを得るものである。また、画像処理部 9 は、信号処理部 8 からのデータを入力してモニタ 10 に表示するために走査変換及び補間等を行うものである。さらに、モニタ 10 は、上記画像処理部 9 からのデータを入力して超音波画像として表示するものである。そして、制御部 1 は、上記各構成要素の動作を制御するものである。

図 2 は本発明の実施の形態 1 の超音波診断装置の概略構成を説明するための図である。特に、図 2 の (a) は同心円状の多重リングを口径として断層像を収集する場合の構成を説明するための図であり、図 2 の (b) は振動子素子を短冊状に束ねて断層像を収集する場合の構成を説明するための図である。ただし、図 2 において、7 は整相回路、8 は加算器、9 は画像処理部、10 はモニタ、15 は振動子素子、16 は振動子素子のリング状束ねによる口径、17 はスイッチアレー、14 は振動子素子の短冊状束ねによる口径を示す。また、実施の形態 1 の超音波診断装置では、Y 軸方向への一次元走査の場合について説明する。

図 2 の (a), (b) に示すように、実施の形態 1 の超音波診断装置は、振動子素子 15 が 2 次元配列される超音波探触子と、この超音波探触子側に配置され超音波の送受波に係わる振動子素子を選択するスイッチアレー 17 と、超音波探触子からの受波信号に受波整相のための遅延を与える受波整相部 7 と、受波整相後の受波信号を加算し超音波ビームを形成する信号処理部 8 と、多重リング状振動子によって得られた超音波ビームと短冊状振動子によって得られた超音波ビームとの交点の情報から断層像を生成する画像処理部 9 と、生成された断層像を表示するモニタ 10 とを備える。実施の形態 1 では、スイッチアレー 17 は超音波探触子側に配設される構成の場合について説明するが、装置本体側に配設する構成としてもよいことはいうまでもない。ただし、スイッチアレー 17 を超音波探触子側に配設することによって、超音波探触子と装置本体とを接続する信号線数を減らすことができる。なお、図 2 においては、送波系の構成は省略されている。

実施の形態 1 の超音波診断装置は、スイッチアレー 17 を制御して、2 次元に配列された振動子素子 4 の内からリング状に振動子を選択することによって、超音波の送受波を行うリング状の口径を形成すると共に、このリング状束ねで

形成される口径 16 を矢印で示す Y 軸方向に走査させる制御手段を有する構成となっている。また、この制御手段はスイッチアレー 17 を制御して、2 次元に配列される振動子素子 4 の内から短冊状に振動子を選択することによって、探触子面の法線方向とは異なった斜め方向の超音波ビームを形成するための口径 14  
5 を形成する。ただし、制御手段は何れの口径を形成する場合であっても、口径の形状及びビーム方向に対応した受波整相部 7 を制御する。

図 2 において、実施の形態 1 の超音波探触子は、図示しない被検体内に超音波を送受波する複数の振動子素子 4 を 2 次元方向に配列してなり、この振動子素子 4 で超音波信号を収集するものである。この振動子素子 4 は、当該振動子  
10 素子 4 の 2 次元配列の一方向である長軸方向（図 2 の (a) 中の Y 軸方向）と、この長軸方向に直交する他の方向である短軸方向（図 2 の (a) 中の X 軸方向）とのそれぞれについて平面状に並ぶ配列とされている。

この振動子素子 4 の並びは、例えば、Y 軸方向に 28 個の振動子素子 4 が配列されており、各振動子素子 4 の送受波面が超音波の送波方向に対して平面とさ  
15 れている。なお、振動子素子 4 の Y 軸方向の配列は平面型に限定されることはなく、例えば、各振動子素子 4 の配列面が、超音波の送波方向に対して凸形となる円弧状の軌跡を描くように位置決めされた配列でもよい。

また、短軸方向（図 2 の (a) 中の X 軸方向）における複数の振動子素子 4 は、例えば、14 個の振動子素子 4 が配列されており、各振動子素子 4 の送受波  
20 面が超音波の送波方向に対して平面配列とされている。なお、X 軸方向についても上記 Y 軸方向と同様に、送波方向に凸型の円弧状をなすように振動子素子 4 を配列しても良い。

スイッチアレー 17 は、受波整相部 7 のチャンネル数×Y 軸方向（超音波ビームの走査方向）の振動子素子数×X 軸方向の振動子素子数、すなわち  $8 \times 28 \times 14$   
25  $= 3136$  個の素子選択スイッチからなる。特に、実施の形態 1 では、図 2 の (a),

(b) に示すように、X 軸方向の 1 行分毎に  $8 \times 28 = 224$  個の素子選択スイッチがマトリックス状に配置され、各素子選択スイッチの切り換えにより、受波整相部 7 の任意のチャンネルを 1 行分の振動子素子 4 の内の何れにも接続できる構成となっている。従って、このスイッチアレー 17 を構成する素子選択スイッ

チの切り換えにより、多重リング状例えばフレネルリングからなる口径 16、及び短冊状の口径 14 を探触子面上の矢印で示す X, Y 方向に連続的に走査移動させて超音波ビームを送受波し、3 次元データを取り込むことができる。ただし、実際の超音波診断装置では、口径を構成する振動子素子数は数十個～数百個が必要となる。

受波整相部 7 は、同心円状に形成されたリングの数または短冊状の素子配列数の何れかの多い方の数に対応した複数の整相回路、例えば 8 チャンネルの整相回路を有している。ただし、各整相回路は従来の整相回路と同じ構成で良い。また、実施の形態 1 では、フレネルリングによる口径 16 と短冊状の口径 14 とにより、順次超音波ビームを形成する構成となっているので、整相回路群は図示しない制御手段からの口径指示信号に応じて、口径に応じた整相データを図示しないテーブルから読み出して設定する。

信号処理部 8 は、受波整相部 7 を構成する 8 チャンネルの受波整相手段から出力される受波整相後の受波信号を加算し、超音波ビームを形成する周知の加算器である。

画像処理部 9 は、フレネルリングによる口径 16 から超音波を送受波し探触子面の法線方向に一致する超音波ビームで生成される第 1 の超音波像と、短冊状の口径 14 から超音波を送受波し探触子の法線方向に対して斜め方向の超音波ビームで生成される第 2 の超音波像とを、一時的に記憶する記憶手段を有する構成となっている。また、画像処理部 9 は、異なるビーム方向の超音波ビームの走査で得られた超音波断層像に基づいて、超音波ビームが交差する位置の断層像情報から断層像を生成する、すなわち超音波ビームが交差する位置からの整相された受波信号の情報を使用した周知のコンパウンドスキャンと称される画像形成法によって、1 つの超音波断層像又は／及び 3 次元像を生成する図示しない画像演算手段を有する。さらには、画像処理部 9 は、得られた 3 次元像を表示用の 2 次元像 (3 次元的超音波像) に変換するための周知のボリュームレンダリング処理やサーフェスレンダリング処理等を行う変換手段を備える構成となっている。なお、コンパウンドスキャンの詳細については、

「Robert R. Entrekin, "Real-Time spatial compound imaging-Technical



performance in vascular applications", Acoustical Imaging, Vol25, 2000」に記載される。

次に、図 2 の (a), (b) に基づいて、実施の形態 1 のフレネルリングによる口径 16 と、短冊状の口径 14 とによる超音波断層像の収集動作について説明する。ただし、以下の説明では、フレネルリングによる口径 16 は 3 つのリング形状に振動子素子 4 を束ねて形成し、短冊状の口径 14 は X 軸方向に配列される 1 列の振動子素子 4 の短冊を 8 列束ねて形成した場合について説明するが、リング数及び短冊の束ね数はこれに限定されない。

図 2 の (a) に示すように、制御手段がスイッチアレー 17 を切り換えて 2 次元配列された振動子素子 4 を同心円の 3 つのリング形状に束ねることにより、フレネルリングによる口径 16 が形成される。このとき、制御手段は、受波整相部 7 に対して、この 3 つのリングの中心位置から延びる法線方向に焦点を形成するように、受波整相部 7 の各チャンネルに整相データを設定する。すなわち、同一のリングを形成する振動子素子 4 から焦点位置に至るまでの距離がほぼ同じ距離となるように振動子素子 4 を選択すると共に、この選択された振動子素子群に接続される整相回路へ所定の整相データを供給する。

ここで、口径 16 から超音波の送受波を行うことにより、加算部から出力される信号は、等方的などの方向にも均一な超音波ビームすなわち口径 16 の中心位置から法線方向に延びる超音波ビームとなる。このときの各振動子素子 4 で受波される超音波と焦点 F との位置関係を示したのが図 3 である。この図 3 から明らかなように、口径 16 による焦点位置はフレネルリングの法線方向となる。

次に、制御手段が超音波の 1 送受波毎にスイッチアレー 17 の各素子選択スイッチを切り換え制御し、フレネルリングの口径 16 を維持した状態で、図 2 の (a) に示す矢印方向に口径 16 を移動させることによって、超音波ビーム方向を法線方向に維持した状態でリニア走査することができる。

フレネルリングによる口径 16 での走査が終了すると、次に、図 2 の (b) に示すように、制御手段はスイッチアレー 17 を切り換えて振動子素子 4 を Y 軸方向に複数列の配列を有した振動子素子列からなる短冊状の口径 14 を形成する。このとき、制御手段は、受波整相部 7 に対して、8 列の振動子素子列で形成され

る口径 14 からの超音波ビームが、この口径 14 の中心位置における法線方向と一致しない斜め方向の超音波ビームとなるように、各振動子素子列で受信した信号に付与する整相データを調整する。

ここで、口径 14 から超音波の送受波を行うことにより、加算部から出力される信号は、口径 16 の超音波ビームに対して所定の角度を有する超音波ビームとなる。つまり、口径 16 と口径 14 との中心位置が同じ場合の焦点  $F$ 、 $F'$  の位置は、図 3 に示すように異なる位置に配置されることとなる。ただし、フレネルリングによる口径 16 からの超音波ビームと異なり、短冊状の口径 14 からの超音波ビームは振動子素子列毎の整相データを調整することにより、口径 14 の振動子素子の配列面に対する超音波ビームの傾斜角度  $\theta$  を任意に設定できる。

このとき、制御手段が超音波の送受波サイクルに同期してスイッチアレー 17 の各素子選択スイッチを切り換え制御し、短冊状の口径 14 を維持した状態で、図 2 の (b) に示す矢印方向に口径 14 を移動させることによって、超音波ビーム方向を斜め方向に維持した状態でのリニア走査、すなわちオブリーク走査ができる。ただし、実施の形態 1 では、後述するように、短冊状の口径 14 で異なる 2 方向の傾斜された超音波ビームでの走査を行う構成となっている。従って、制御手段は図 3 に示す焦点  $F'$  での走査が終了すると、次に、他の傾斜（例えば、図 4 に示す  $(-\theta)$ ）での走査を行う。ただし、この他の傾斜での走査は必須ではなく、一の傾斜でのオブリーク走査のみでもよい。しかしながら、二以上の異なる傾斜で走査することにより、得られる断層像の画質を向上させることができる。

フレネルリングによる口径 16 と短冊状の口径 14 とによる超音波走査で同一部位の断層像データが得られると、制御手段の制御により、図 4 に示すように画像処理部 9 が異なるビーム方向の超音波ビームの走査で得られた超音波断層像から超音波ビームが交差する位置における断層像情報より、1 つの超音波断層像を演算する。次に、画像処理部 9 は得られた超音波断層像をモニタ 10 に出力し、このモニタ 10 の表示面に断層像を表示させる。

このように、実施の形態 1 の超音波診断装置では、探触子面の法線方向での超音波ビームによる走査はフレネルリングによる口径 16 で行い、探触子面の法

線方向と異なる傾斜方向での超音波ビームによる走査は短冊状の口径 14 で行い、それぞれの口径で得られた超音波データから超音波断層像を演算する構成となっているので、装置規模を増大させることなくすなわち振動子素子 4 の数よりも少ないチャンネル数の受波整相部 7 を構成しつつ、2 次元配列の超音波探触子を用いた場合であっても高解像の超音波断層像を得ることができる。従って、装置規模を大きくすることなくすなわち振動子素子 4 の数よりも少ないチャンネル数の受波整相部 7 によって、超音波診断装置の画質を向上させることができる。

なお、実施の形態 1 の超音波診断装置では、同数の振動子素子数で囲まれる領域すなわち X 軸方向が 14 個及び Y 軸方向が 8 個の振動子素子 4 で囲まれる領域に、それぞれフレネルリングの口径 16 と短冊状の口径 14 とを形成する構成としたが、先にも述べたように、実際の装置構成においては、これに限定されることはなく、他の振動子素子数の領域で口径 16 と口径 14 を形成してもよいことはいうまでもない。さらには、口径 16 と口径 14 とを異なる個数の振動子素子 4 の領域で形成してもよいことはいうまでもない。

また、実施の形態 1 の超音波診断装置では、口径 16 による超音波走査と口径 14 による超音波走査とを順次行い、この収集された断層像から高画質の断層像を生成する構成としたが、例えば、実施の形態 1 の超音波診断装置本体や探触子部分に、口径 16 あるいは口径 14 の何れか一方の口径による超音波走査で得られる断層像を表示させるモードと、口径 16 及び口径 14 での超音波走査を行うことで得られるそれぞれの断層像からコンパウンドスキャン画像形成法により合成された断層像を生成し表示させるモードとを設ける。このような構成とすることにより、口径 16 あるいは口径 14 の何れか一方の口径による超音波走査のモードで得られる断層像に基づいて関心部位を探索し、関心部位の高画質断層像が必要な領域は口径 16 と口径 14 とにより超音波走査し、得られた断層像から合成された断層像を生成し表示させるモードに切り換えることによって、画質よりもリアルタイム処理（表示）が要求される関心部位の探索と、高画質表示が要求される確定診断用の画像表示とでそれぞれの用途に適した超音波計測ができるので、診断効率及び診断能を向上させることができる。

なお、実施の形態 1 において、短冊状振動子の一つの列振動子の信号には全て同一の整相データを与えることとしたが、これによると列方向のフォーカシングが行われないので、画質が良くないことが懸念される。従って、列の長さが長い場合には、例えば 14 個の振動子を端から 2 個、3 個、4 個、3 個、2 個の  
5 ように、5 つの群に分け、それぞれの群振動子へ列方向のフォーカシングを行う整相回路を設けても良い。

(実施の形態 2)

図 5 は本発明の実施の形態 2 の超音波診断装置の概略構成を説明するための図であり、特に、図 5 の (a) は同心円状の多重リングを口径として断層像を収集する場合の構成を説明するための図であり、図 5 の (b) は振動子素子を短冊状に束ねて断層像を収集する場合の構成を説明するための図である。ただし、  
10 実施の形態 2 の超音波診断装置は、実施の形態 1 の 2 次元配列探触子よりも多くの振動子素子 4 を配列し、Y 軸方向と共に X 軸方向にも口径 16, 14 を走査させて複数枚の超音波断層像を収集すると共に、この複数枚の超音波断層像から 3 次元超音波像を生成する構成が異なるのみで、他の構成は実施の形態 1 と同様となる。従って、以下の説明では、口径 16, 14 を探触子面に沿って 2 次元に走査することによって得られる 3 次元超音波像について詳細に説明する。  
15

図 5 の (a), (b) に示すように、実施の形態 2 の 2 次元配列探触子では、実施の形態 1 の 2 次元配列探触子よりも X 軸方向の振動子素子数を多くした構成となっている。すなわち、実施の形態 2 の 2 次元配列探触子では、 $27 \times 28 = 756$  個の振動子素子 4 により構成される。ただし、フレネルリングによる口径 16 と短冊状の口径 14 とは実施の形態 1 と同様に、それぞれ  $14 \times 8 = 112$  個の振動子素子 4 で囲まれる領域を形成する。  
20

実施の形態 2 の超音波診断装置では、図 5 の (a) に示すように、 $14 \times 8$  個の振動子素子領域にフレネルリングによる口径 16 を形成する場合には、探触子面  
25 の一部領域に口径 16 が形成されることとなる。従って、口径 16 は図 5 の (a) 中に示す矢印方向 (Y 軸方向) への走査の他に、X 軸方向への走査も可能となる。従って、口径 16 の X 軸方向の位置を固定しておき、この状態で口径 16 を Y 軸方向に移動させて断層像を収集した後に、口径 16 を X 軸方向に所定数の振動子

素子分だけ移動させた後に、X 軸方向への走査は行わずに Y 軸方向に移動させて断層像を収集するという断層像の収集（撮像）動作を、口径 16 が X 軸方向の一端側から他端側に至るまで繰り返すことによって、X 軸方向への移動間隔が振動子素子 4 の X 軸方向分となる Y 軸方向の断層像を複数枚、2 次元配列探触子を移動させることなく収集することができる。ただし、フレネルリングによる口径 16 により形成される超音波ビームは探触子面の法線方向となるので、前述する実施の形態 1 と同様に、口径 16 の走査によって得られる断層像は探触子面に対して垂直な超音波ビームによって収集されたものとなる。また、口径 16 の X 軸方向及び Y 軸方向への走査は、制御手段が超音波の送受波サイクルに同期してスイッチアレー 17 を構成する各素子選択スイッチの切り換えを制御し、口径 16 を維持した状態で、X 軸方向及び Y 軸方向へ走査させるものである。

一方、図 5 の (b) に示すように、 $14 \times 8$  個の振動子素子 4 による短冊状の口径 14 を形成する場合にも、探触子面の一部領域に口径 14 が形成されることとなる。従って、口径 16 と同様に、口径 14 も図 5 の (b) 中に示す矢印方向（Y 軸方向）への走査の他に、X 軸方向への走査が可能となる。従って、口径 14 の X 軸方向の位置を固定しておき、この状態で口径 14 を Y 軸方向に移動させて断層像を収集した後に、口径 14 を X 軸方向に所定数の振動子素子の分だけ移動させた後に、X 軸方向への走査は行わずに Y 軸方向に移動させて断層像を収集するという断層像の収集動作を、口径 14 が X 軸方向の一端側から他端側に至るまで繰り返すことによって、X 軸方向への移動間隔が振動子素子 4 の X 軸方向分となる Y 軸方向の断層像を複数枚、2 次元配列探触子を移動させることなく収集することができる。ただし、前述する実施の形態 1 と同様に、実施の形態 2 においても口径 14 による超音波ビームの方向は、探触子面の法線方向とは異なる方向とする。また、口径 14 の超音波ビーム方向は、口径 14 の走査方向すなわち Y 軸方向と一致する方向に傾斜させる。このように、口径 14 からの超音波ビームを傾斜させることによって、口径 16 で収集した断層面と同じ断層面の超音波像を傾斜した超音波ビームで収集する。また、口径 14 の X 軸方向及び Y 軸方向への走査は、制御手段が超音波の送受波サイクルに同期してスイッチアレー 17 を構成する各素子選択スイッチの切り換えを制御し、口径 14 を維持し

た状態で、X 軸方向及び Y 軸方向へ走査させるものであり、さらには、超音波ビームの傾斜角や傾斜方向を変えて、再度、同じ断層面の超音波像を収集する構成としてもよい。

次に、口径 16 と口径 14 で収集された超音波像は、画像処理部 9 により実施の形態 1 と同様に、口径 16 による法線方向の超音波ビームと、口径 14 による傾斜された超音波ビームとからコンパウンドスキャン画像形成法によりその交点の受信信号が演算され、Y 軸方向に平行な断層像が生成される。このとき、実施の形態 2 では、X 軸方向に口径 16, 14 を移動する毎にこの口径 16, 14 を Y 軸方向に走査する構成となっているので、探触子面の法線方向と Y 軸方向との 2 次元の断層像が X 軸方向に複数枚生成される。

ここで、例えば、実施の形態 2 の超音波診断装置が有する図示しない操作パネルを検者が操作して 3 次元像表示を指定したならば、画像処理部 9 は、まず複数枚の断層像から 3 次元像を生成する。次に、画像処理部 9 は 3 次元像からボリュームレンダリング等の周知の画像処理により、3 次元像を表示用の 2 次元像（3 次元的超音波像）に変換し、この表示用の 3 次元的超音波像をモニタ 10 に表示させる。

以上説明したように、実施の形態 2 の超音波診断装置では、まず、口径 16 による探触子面の法線方向の超音波ビームと、この口径 16 からの超音波ビームに対してビーム方向が傾斜する口径 14 による超音波ビームとが同一の断層面に走査されて断層像情報を収集する構成となっている。次に、実施の形態 2 では、異なるビーム方向の超音波ビームで収集された断層像情報から画像処理部 9 が超音波ビームの交差位置の断層像情報を生成するコンパウンドスキャン画像形成法と称される方式により一の断層像を生成する。ここで、検者による図示しない操作卓の釦の操作で断層像すなわち 2 次元像の表示が指定されている場合には、画像処理部 9 はコンパウンドスキャンにより生成された断層像を順次モニタ 10 に出力し、表示画面上に表示させる。

一方、検者による図示しない操作卓の釦の操作で 3 次元像の表示が指定されている場合には、画像処理部 9 はコンパウンドスキャンにより生成された複数枚の断層像から 3 次元像を再構成する。次に、画像処理部 9 は再構成された 3

次元像から周知のボリュームレンダリングにより表示用の3次元像(3次元  
2次元像)を生成し、この生成した3次元2次元像をモニタ10に出力して、  
表示画面上に表示させる。

5 この場合、探触子面の法線方向での超音波ビームによる走査は全ての振動子  
素子4内の一部の振動子素子4を用いたフレネルリングによる口径16で行い、  
探触子面の法線方向と異なる傾斜方向での超音波ビームによる走査は短冊状の  
口径14で行い、それぞれの口径で得られた超音波データから超音波断層像を演  
算する構成となっているので、装置規模を増大させることなくすなわち振動子  
素子4の数よりも少ないチャンネル数の遅延回路で受波整相部7を構成しつつ、  
10 2次元配列の超音波探触子を用いた高解像の超音波断層像を得ることができる。  
従って、装置規模を大きくすることなくすなわち振動子素子4の数よりも少  
ないチャンネル数の遅延回路で受波整相部7を構成しつつ、超音波診断装置の画  
質を向上させることができる。

15 なお、実施の形態2の超音波診断装置では、口径16と口径14との走査方向  
をY軸方向とする構成としたが、これに限定されることはなく、探触子面内の  
何れかの方向に走査させる構成としてもよいことはいうまでもない。ただし、こ  
の場合には、短冊状の口径14は少ない素子選択スイッチ及びチャンネル数とす  
る必要があるので、このために短冊状に束ねる振動子素子の束ね方向も超音波  
ビームの走査方向に応じて設定する必要がある。例えば、X軸とY軸との45度  
20 方向に口径14を走査させる場合には、走査方向に直交する短冊を複数本束ねる  
ことによって、X軸とY軸との45度方向に走査可能となる。

また、実施の形態2の超音波診断装置では、口径16による超音波走査と口径  
14による超音波走査とを順次行い、この収集された断層像から高画質の断層像  
あるいは3次元像を生成する構成としたが、例えば、実施の形態2の超音波診  
断装置本体や探触子部分に、口径16あるいは口径14の何れか一方の口径によ  
る超音波走査で得られる断層像を表示させるあるいは3次元像を生成するモー  
25 ドと、口径16及び口径14での超音波走査で得られるそれぞれの断層像からコ  
ンパウンドスキャンにより合成された断層像を生成するあるいはこの生成され  
た断層像から3次元像を生成し表示させるモードとを設ける。このような構成

とすることにより、口径 16 あるいは口径 14 の何れか一方の口径による超音波走査のモードで得られる断層像あるいは 3 次元像に基づいて関心部位に探索し、関心部位の高画質断層像が必要な場合に、合成された断層像あるいは 3 次元像を生成し表示させるモードに切り換えることによって、関心部位の速やかな探索と関心部位の高画質の観察（確定診断）とが可能となる。その結果、診断効

5 率を向上させることが可能となる。

さらには、実施の形態 2 の超音波診断装置では、図 5 (c) に示すように Y 軸方向に超音波ビームを傾けることに加え、振動子素子 4 の内から Y 軸方向に短冊状に振動子を選択して口径 14' とし、X 軸方向に傾けることもできるように

10 構成される。

X 軸方向に傾ける超音波ビームと他の超音波ビームとコンパウンドスキャンを行う際も上記と同様に、異なるビーム方向の超音波ビームの走査で得られた超音波断層像に基づいて、超音波ビームが交差する位置の断層像情報から断層像を生成するよう振動子素子 4 で囲まれる領域を制御する。

よって、探触子面内の何れかの方向に走査させ生成させることができ、超音波ビームを X 軸方向にも振ることで、さらに広い領域の超音波診断を行うことができる。また、口径 14 の一つの振動子列の列方向へのフォーカシングを、前述の実施の形態 1 と同様に行うことが可能である。

15

#### (実施の形態 3)

図 6 及び図 7 は本発明の実施の形態 3 の超音波診断装置の概略構成を説明するための図であり、特に、図 6 はスパースアレー 16' を口径として断層像を収集する構成を説明するための図であり、図 7 は短冊状に束ねた振動子素子を口径として断層像を収集する構成を説明するための図である。ただし、実施の形態 3 では、振動子素子 4 が  $64 \times 64 = 4096$  個の 2 次元配列探触子の場合について説明するが、振動子素子数は 4096 個に限定されるものではない。また、従来のスパースアレーでは、複数の素子選択スイッチをアレイ状に配置したアレー

20

25

スイッチ 17 は不要であるが、実施の形態 3 では、アレースイッチ 17 を介して振動子素子 4 と受波整相部 7 とを接続する構成となっている。このような構成とすることによって、実施の形態 3 では、素子選択スイッチの切り換えにより、



5      スパースアレー16' による超音波の送受波と、振動子素子 4 を短冊状に束ねた超音波の送受波とを同一の 2 次元配列探触子で行う構成となっている。すなわち図示しない被検体に探触子を当接したままの状態、スパースアレーによる超音波計測と短冊状の口径 14" による超音波計測とを切り換えて行うことが可能な構成となっている。

10      実施の形態 3 の超音波診断装置では、図 6 に示すように、 $64 \times 64 = 4096$  個の振動子素子 4 の内で、128 個の振動子素子を超音波の送受波に使用するいわゆるスパースアレーを形成する構成となっている。ただし、スパースアレー16' による超音波計測では、送波に用いる振動子素子と、受波に用いる振動子素子とを固定して送受波を行う。従って、実施の形態 3 ではスパースアレーによる超音波計測時には、図示しない制御手段はアレースイッチ 17 を構成する素子選択スイッチの内、予め設定された素子選択スイッチをオンさせることによって、送波に用いる振動子素子と、受波に用いる振動子素子とを固定する。この  
15      ような構成によって、スパースアレーによる超音波計測を可能としている。このスパースアレーによる超音波ビームの走査は、各振動子へ所定の整相データを与え、配列面の一点を頂点とした円錐形の内部を 3 次元走査するものである。

20      一方、図 7 に示すように、短冊状に振動子素子 4 を束ねた超音波計測では、まず、 $64 \times 64$  の振動子素子 4 を X 軸方向に複数列の例えば 64 列に短冊状に束ねる。これによって、 $64 \times 64 = 4096$  個の全ての振動子素子 4 を使用した短冊状の口径 14" を形成する。このとき、口径 14" を形成する各振動子素子に供給する送波信号及び各振動子素子から出力される受波信号に与える遅延データ又は整相データを調整することによって、口径 14" の超音波ビームの中心位置を口径 14" の中心からずれた位置（スパースアレー16' の走査中心と異なる位置）に形成する。次に、この口径 14" の中心位置からずれた位置を基準として、セ  
25      クタ走査により図示しない被検体の断層像を収集する。すなわち、口径 14" からの超音波の送受波で形成される超音波ビームと探触子面との交差位置が、口径 14" の中心位置から Y 軸方向に所定量ずれた位置としたセクタ走査によって被検体の断層像を収集する。ただし、超音波ビームの形成は、各振動子素子から出力される受波信号に受波整相部 7 でそれぞれに遅延を与え、信号処理部 8

により遅延後の受波信号を加算することによって形成される。

また、スパースアレーでは受波整相部 7 のチャンネル数が通常の 4 倍程度である。よって、実施の形態 3 では、口径 14" を形成する際に、アレースイッチ 17 の接続を切り換え、短冊の長手方向 (X 軸方向) をさらに分割して受波整相部 7 に接続する構成とすることによって、スパースアレーよりも分解能及び S/N を向上した断層像を収集することが可能となる。

次に、画像処理部 9 が口径 16' で収集された断層像と口径 14" で収集された断層像との超音波ビームの交点位置での情報を演算し、この演算された交点位置の画像データから断層像及び／又は 3 次元像を生成する。ここで、図示しない操作卓から断層像の表示が指定されている場合には、画像処理部 9 は生成断層像を表示用のデータに変換してモニタ 10 に出力して、表示面上に表示させる。一方、3 次元像の表示が指示されている場合には、画像処理部 9 は 3 次元像から表示用の 2 次元像 (3 次元超音波像) を生成し、この 3 次元超音波像をモニタ 10 の入力形式のデータに変換した後に出力して、モニタ 10 の表示面に 3 次元超音波像を表示させる。

以上説明したように、実施の形態 3 の超音波診断装置では、2 次元配列探触子の探触子面の全体を口径とするスパースアレーによる口径 16' と短冊状の口径 14" とによる超音波ビームのセクタ走査で所望の断層面の走査する際に、短冊状の口径 14" の超音波ビームの中心位置を口径 16' の中心位置から所定量ずらした位置に設定しセクタ走査で走査することによって、装置規模を増大させることなくすなわち振動子素子 4 の数よりも少ないチャンネル数の遅延回路で受波整相部 7 を構成しつつ、口径 16' による超音波ビームと口径 14" による超音波ビームとが交差するようにした、所望の断面の超音波像を収集することが可能となるので、コンパウンドスキャンによってそれぞれの断層像よりも画質の向上した断層像を生成することが可能となる。従って、コンパウンド走査によって複数枚の断層像を収集し 3 次元像を構成した場合であっても、画質の向上した 3 次元像を生成でき、この 3 次元像から生成した表示用の超音波像である 3 次元超音波像の画質も向上できる。

なお、実施の形態 1, 2 の超音波診断装置では、口径 16' の形状は、同心円

5 状に素子束ねしたフレネルリングとしたが、これに限定されることはなく、素子選択スイッチの切り換えにより、例えば楕円、矩形状、その他の任意形状にしてもよいことはいうまでもない。この場合、その口径 16' からは任意形状に収束した超音波ビームが送受波されることとなる。ただし、口径 16' の形状を  
10 フレネルリングとする場合が最も少ないチャンネル数で整相回路を構成できると共に、S/N の良好な超音波画像を取得できることはいうまでもない。

また、実施の形態 1~3 では、3 次元像の超音波像を生成する場合について説明したが、これに限定されることはなく、例えば、フレネルリングによる口径 16 で収集した断層像から 3 次元像を再構成し、得られた 3 次元像をモニタ 10  
15 に表示させて、このモニタ 10 に表示される断層像に基づいて指定された断面位置の断層像を得る際に、口径 16 と口径 14 とによる断層像から生成された断層像を表示させる構成としてもよいことはいうまでもない。このような構成とすることによって、比較的に時間を要する口径 16 と口径 14 との断層像の計測を、一般的に確定診断を行う場合に必要となる断層像の収集に対してのみ行うことが可能となるので、確定診断に必要となる断層像の収集に要する時間を低減させることが可能となる。その結果として、被検体にかかる負担を低減できると共に、診断効率を向上できる。

実施の形態 1~3 では、2 つの超音波像を用いたコンパウンドスキャンしか開示していないが、3 つ以上の超音波像を合成するコンパウンドスキャンであってもよい。また、3 次元表示は、スキャンしたボリュームのデータを用いて、ボリ  
20 ュームレンダリングで表示させる場合について説明したが、これに限定されるものではない。例えば、視点位置を決め、この視点位置から見た 2 次元像を視線に沿った音響強度に応じて光の透過するが如く、透過度をボクセル毎に決定して表示させる方式でもよい。

25 また、操作卓に配置した画像の切り替え釦の操作に応じて、収集した複数の断層像を順次表示させるようにしてもよいことはいうまでもない。すなわち、実施の形態 2, 3 では、画像表示用の 3 次元的 2 次元像をボリュームレンダリングで生成することとしたが、3 次元像から表示用の 3 次元的 2 次元像を生成する方式はボリュームレンダリングに限定されるものではなく他の方式でもよく、

さらには、表示形式は2次元像に限定されることはなく、周知の3次元像の表示形式でもよい。

また、フレーム単位で走査方法を変更したが、ラスタ毎に変更してラスタ毎にコンパウンドデータを作成して走査しても良い。

- 5      以上、本発明者によってなされた発明を、前記発明の実施の形態に基づき具体的に説明したが、本発明は、前記発明の実施の形態に限定されるものではなく、その要旨を逸脱しない範囲において種々変更可能であることは勿論である。

## 請 求 の 範 囲

1. 被検体に超音波を送受波する複数の振動子素子を2次元配列してなる超音波探触子と、送受波に用いる前記振動子素子を選択する振動子素子選択手段と、選択された前記振動子素子から受信された受波信号に遅延時間を与え、信号処理する信号処理部と、前記信号処理部の出力信号に基づいて画像を生成する画像処理部と、前記画像を表示させる画像表示部とを備えた超音波診断装置において、

前記画像処理部は、前記振動子素子選択手段より選択された第1の振動子配列で、走査して得られる第1の超音波像と、前記振動子素子選択手段より前記第1の振動子配列のビーム方向と異なる方向に照射するように選択された第2の振動子配列で、走査して得られる第2の超音波像とを記憶する記憶手段と、前記第1の超音波像と前記第2の超音波像を合成する画像演算手段とを備えることを特徴とする超音波診断装置。

15

2. 前記第2の振動子配列で形成されるビームは、前記第1の振動子配列で形成されるビームと交差するように照射されることを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

20

3. 前記画像演算手段は、前記第1の超音波像及び前記第2の超音波像の超音波ビームが交差する位置の断層像情報から該合成画像を生成することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

25

4. 前記第1の超音波像は、前記第1の振動子配列で形成した口径を前記超音波探触子面上で移動させて得られること、前記第2の超音波像は、前記第2の振動子配列で形成した口径を前記超音波探触子面上で移動させて得られることとを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

5. 前記第2の超音波像は、前記第1の超音波像と同一部位の超音波像を収

集することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

6. 前記画像処理部は、複数枚の前記超音波像から 3 次元像を再構成することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

5

7. 前記第 1 の超音波像は、前記第 1 の振動子配列の口径を前記超音波探触子上で 2 次元方向に移動して得られること、前記第 2 の超音波像は、前記第 2 の振動子配列の口径を前記第 1 の受波信号の移動経路に対応させ、移動して得られることとを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

10

8. 前記第 1 の振動子配列或は前記第 2 の振動子配列は、超音波ビームの中心位置をずれた位置に形成するスパースアレーであることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

15

9. 前記第 1 の振動子配列のビーム方向は、被検体の体表面に対し、法線方向であることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

10. 前記第 1 の振動子配列はリング状の口径であり、前記第 2 の振動子配列は短冊状の口径であることを特徴とする請求項 9 記載の超音波診断装置。

20

11. 前記リング状の口径を形成する前記振動子素子は、焦点位置に至るまでの距離が同じ距離となるように前記振動子素子を選択されることを特徴とする請求項 10 記載の超音波診断装置。

25

12. 前記第 2 の振動子配列では、前記振動子素子列毎の整相データを調整することにより、超音波ビームの傾斜角度を任意に設定することを特徴とする請求項 10 記載の超音波診断装置。

13. 前記第 1 の振動子配列、或は前記第 2 の振動子配列では、前記振動子素

子列毎の整相データを調整することにより、超音波ビームの傾斜角度を任意に設定することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

5 14. 前記振動子素子の配列面は、超音波の送波方向に対して凸形となることを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

15. 前記第1の振動子配列、或は前記第2の振動子配列は、複数の振動子の群に分割され、該群振動子にそれぞれ整相回路を備えることを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

10

16. 超音波を送受波する振動子素子を2次元配列してなる超音波探触子を用いた超音波撮像方法において、

第1の振動子配列で前記振動子素子を選択し、第1の超音波像を走査して得るステップと、

15

前記第1の振動子配列のビーム方向に交差する方向に超音波ビームを形成させる第2の振動子配列で前記振動子素子を選択し、第2の超音波像を走査して得るステップと、

前記第1の超音波像及び前記第2の超音波像とを記憶するステップと、

前記第1の超音波像と前記第2の超音波像を合成するステップと、

20

該合成画像を表示させるステップと、  
からなることを特徴とする超音波撮像方法。

図1

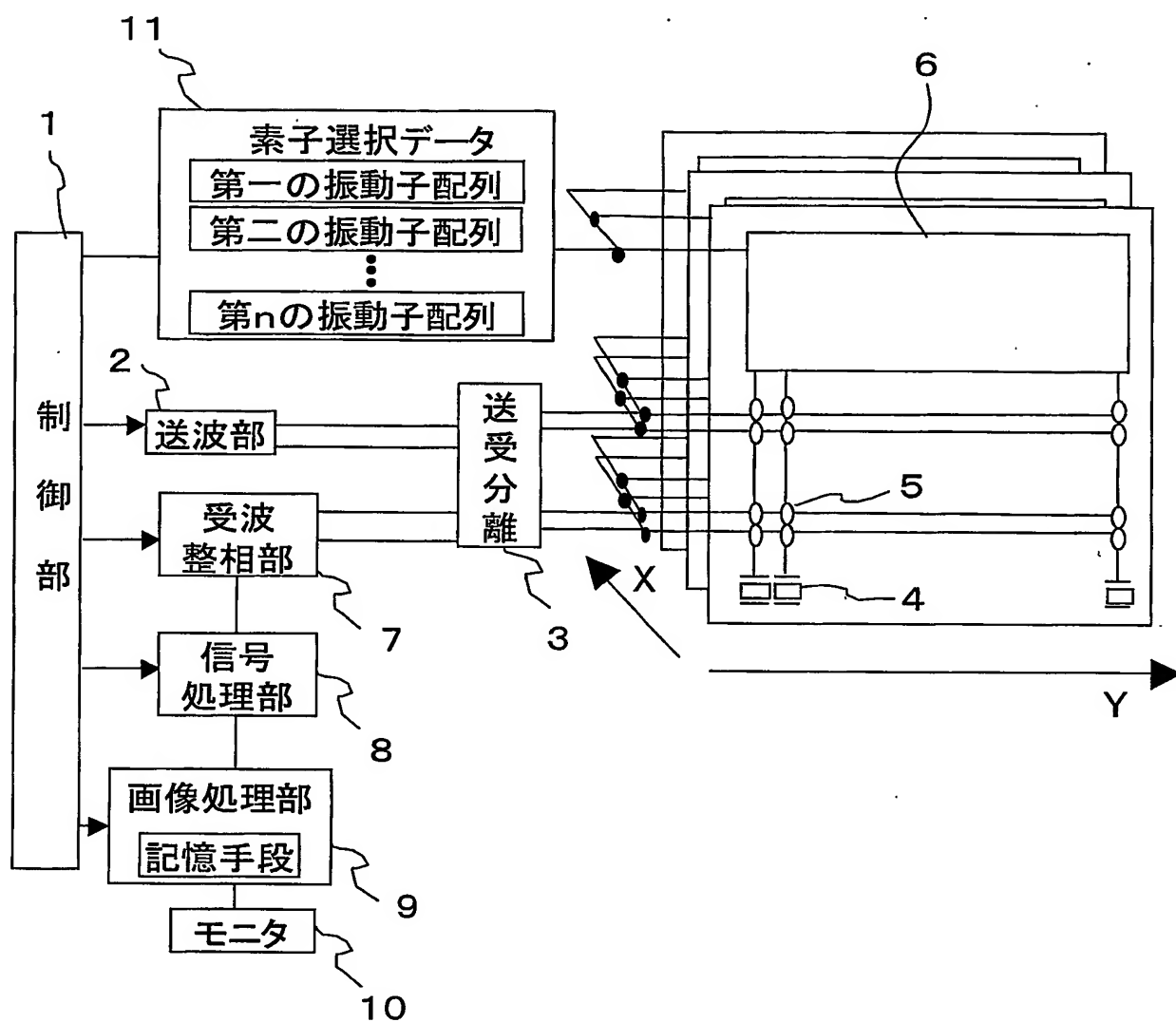




図2

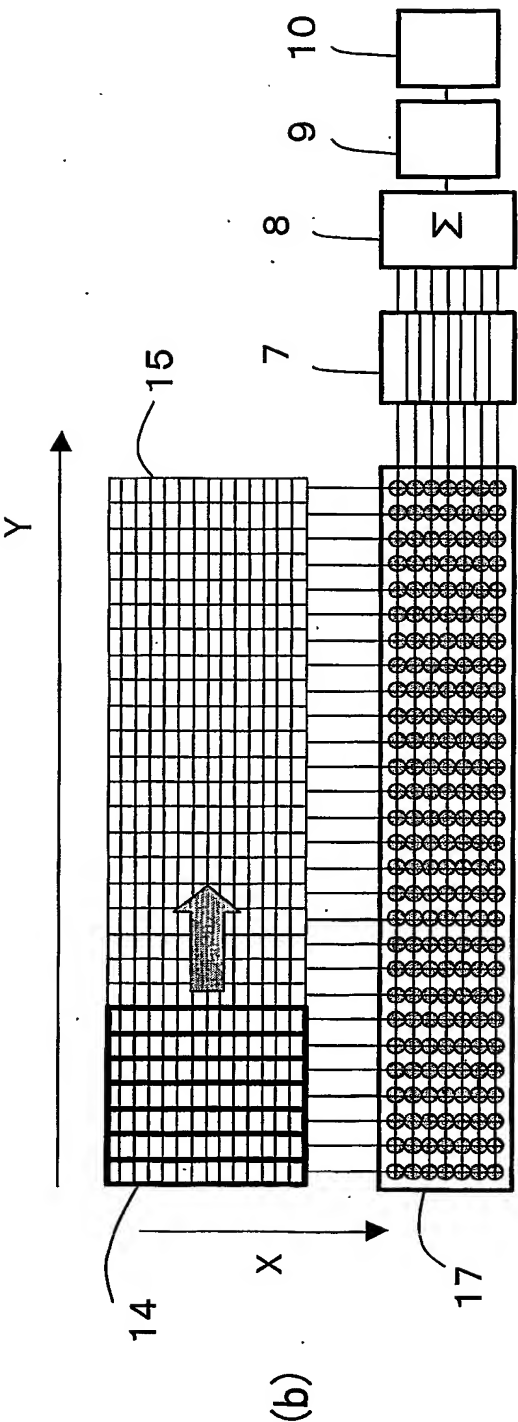
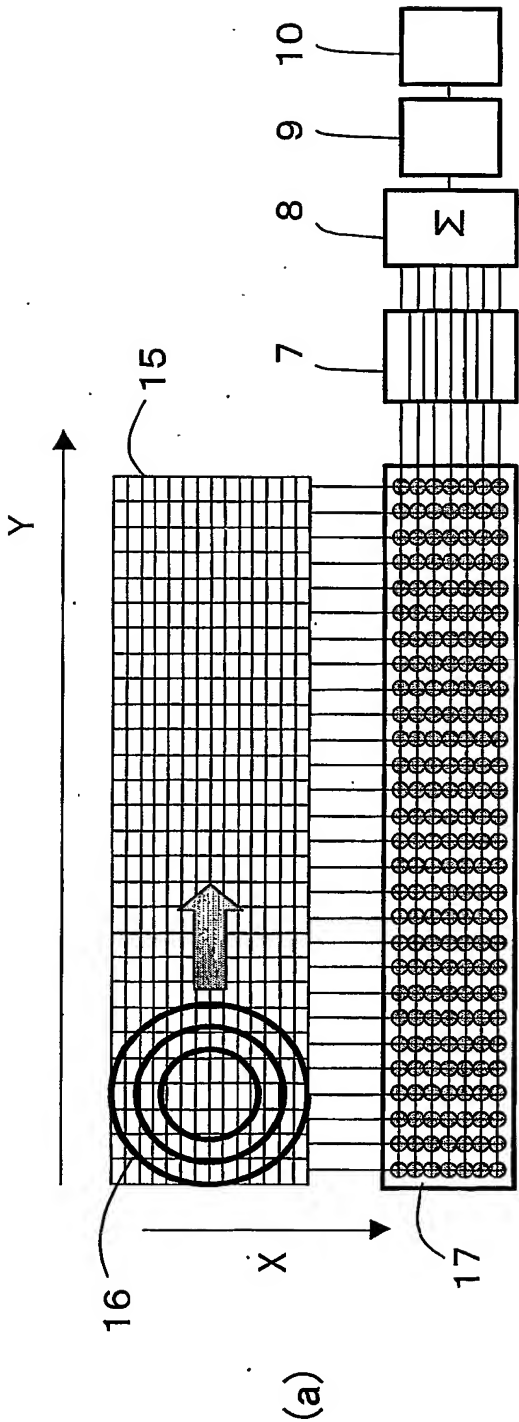
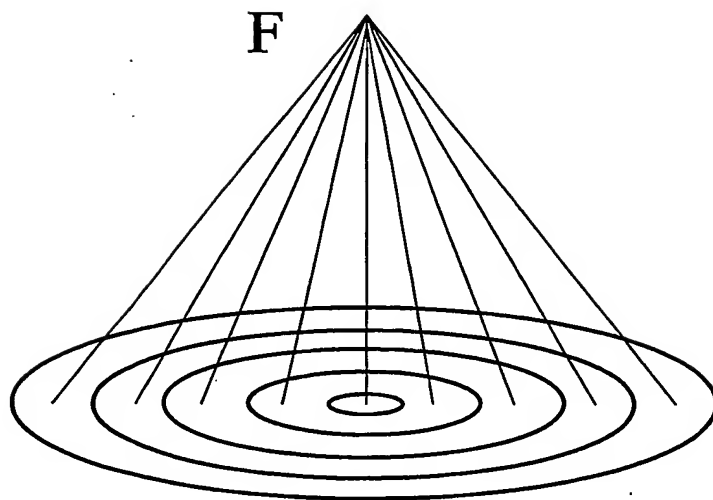


図3

(a)



(b)

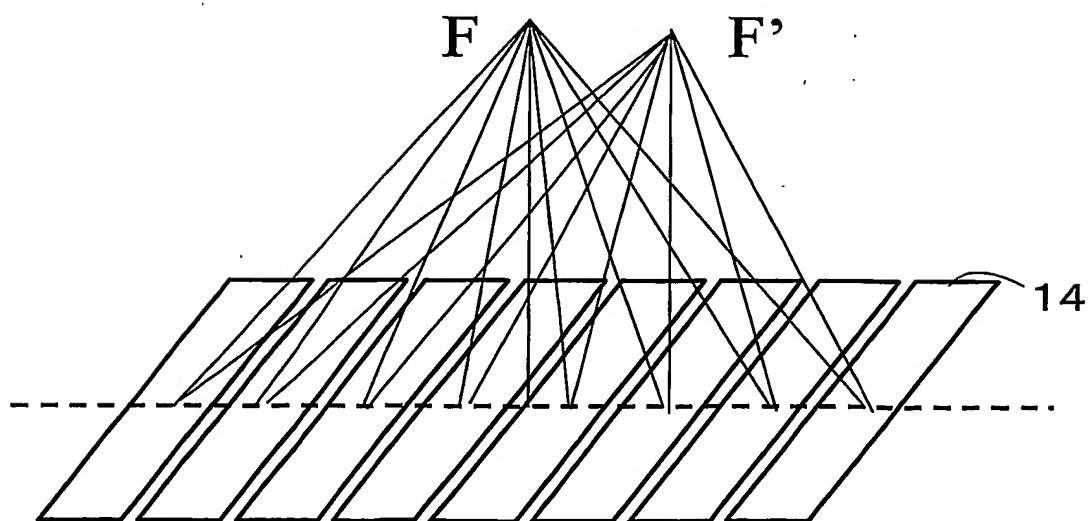
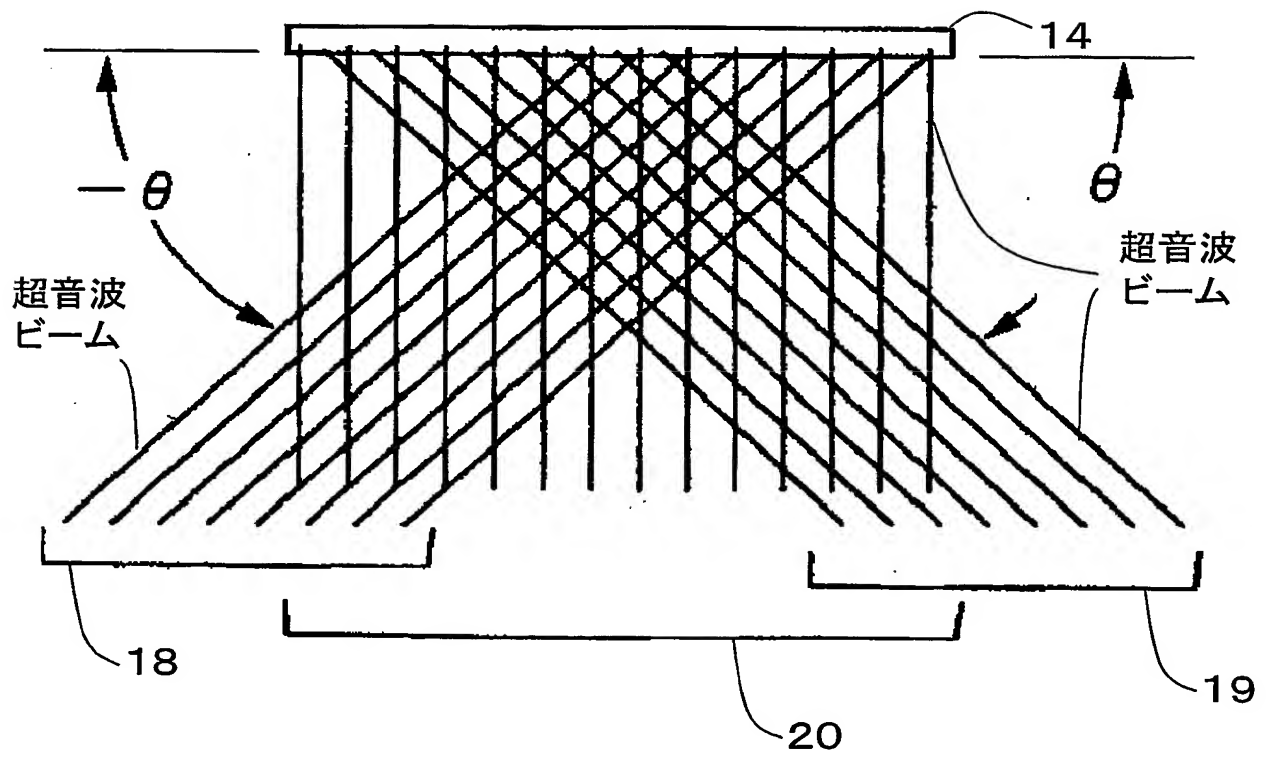


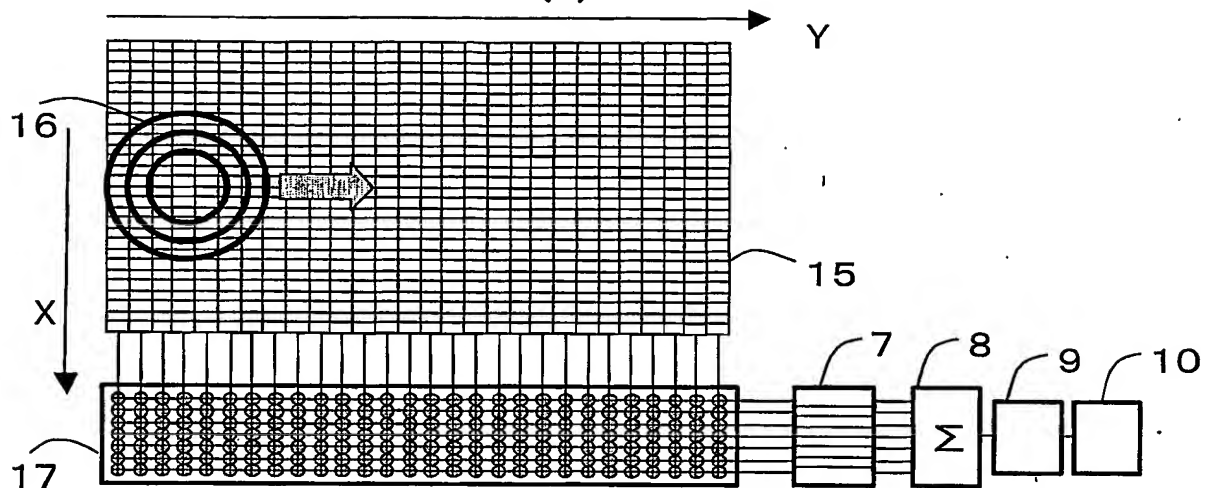
図4



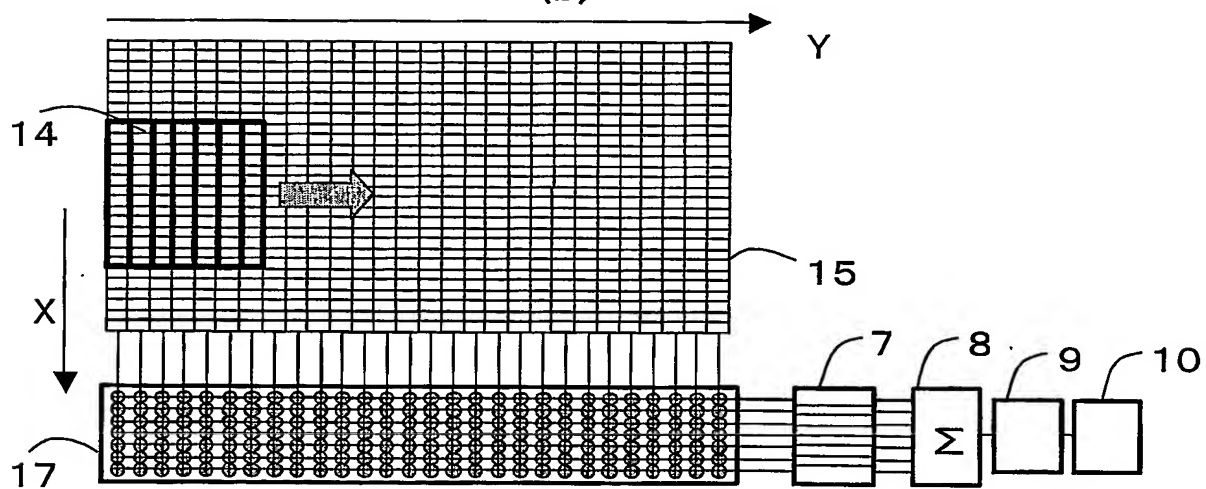
5/6

図5

(a)



(b)



(c)

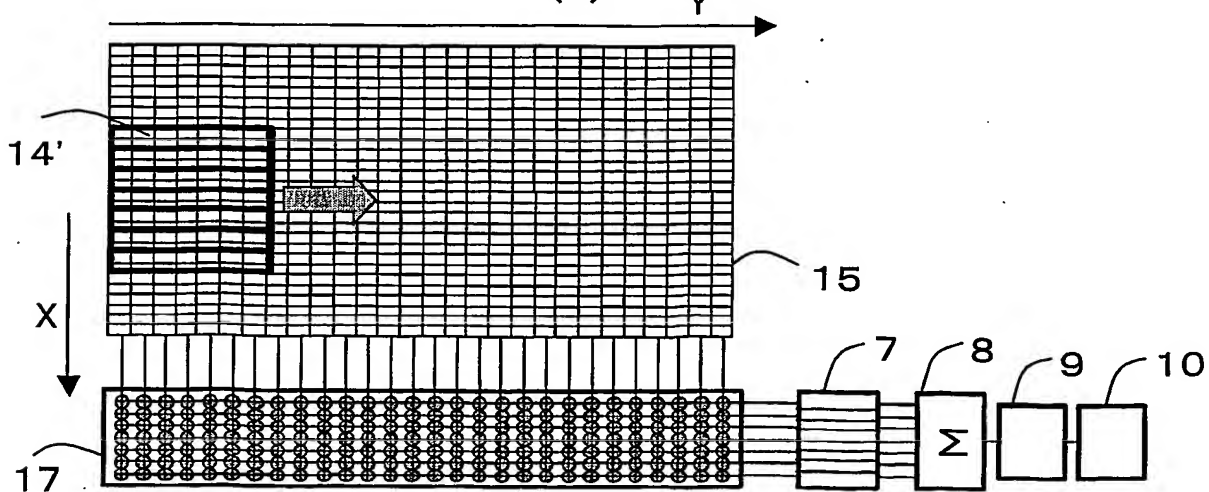


図6

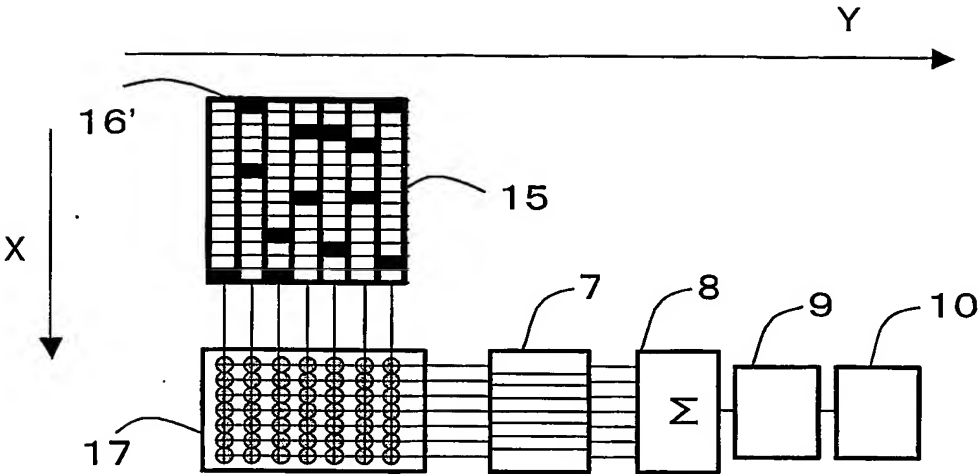
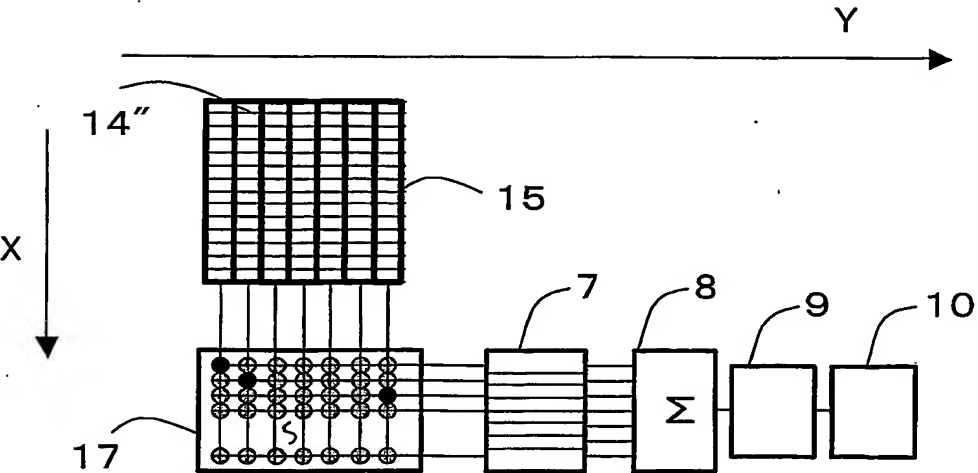


図7



# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP03/02858

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER  
Int.Cl<sup>7</sup> A61B8/00

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

## B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)  
Int.Cl<sup>7</sup> A61B8/00-8/15

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched  
Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2003  
Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2003 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2003

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

## C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 2000-135217 A (Toshiba Corp.), 16 May, 2000 (16.05.00), Full text; all drawings (Family: none)	1-2
A	JP 2001-104312 A (Hitachi, Ltd.), 17 April, 2001 (17.04.01), Full text; all drawings (Family: none)	1-2
A	JP 8-299337 A (Aloka Co., Ltd.), 19 November, 1996 (19.11.96), Full text; all drawings (Family: none)	1-2

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

\* Special categories of cited documents:  
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance  
"E" earlier document but published on or after the international filing date  
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)  
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means  
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention  
"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone  
"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art  
"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search  
20 May, 2003 (20.05.03)

Date of mailing of the international search report  
03 June, 2003 (03.06.03)

Name and mailing address of the ISA/  
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.  
PCT/JP03/02858

## Box I Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☒ Claims Nos.: 16

because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

According to PCT Article 17(2)(a)(i) and PCT Rule 39.1(iv), no international search report will be established on claim 16 for it relates to diagnostic methods practiced on the human or animal body.

2. ☐ Claims Nos.:

because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. ☐ Claims Nos.:

because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

## Box II Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

The technical feature common to claims 1-15 is a technical feature disclosed in claim 1. However, the search has revealed that the invention of claim 1 is not novel since it is disclosed in document JP 2000-135217 A (Toshiba Corp.). Accordingly, the technical feature of claim 1 cannot be a special technical feature within the meaning of PCT Rule 13.2. Moreover, there exists no other technical feature common to 1-15 than the technical feature disclosed in claim 1.

Claims 1-2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9-12, 13, 14, 15 do not share a special technical feature within the meaning of PCT Rule 13.2 and do not satisfy the requirement of unity of invention.

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. ☒ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.: 1-2

Remark on Protest ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest.  
☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

## A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl<sup>7</sup>

A61B8/00

## B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl<sup>7</sup>

A61B8/00-8/15

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報 1922-1996年

日本国公開実用新案公報 1971-2003年

日本国登録実用新案公報 1994-2003年

日本国実用新案登録公報 1996-2003年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

## C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
X	JP 2000-135217A (株式会社東芝) 2000.05.16, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-2
A	JP 2001-104312A (株式会社日立製作所) 2001.04.17, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-2
A	JP 8-299337A (アロカ株式会社) 1996.11.19, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-2

☐ C欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

## \* 引用文献のカテゴリー

「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの

「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの

「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)

「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献

「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「&amp;」 同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

20.05.03

国際調査報告の発送日

03.06.03

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/JP)

郵便番号100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

伊藤 幸仙



2W

3101

電話番号 03-3581-1101 内線 3290



## 第I欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見 (第1ページの2の続き)

法第8条第3項 (PCT 17条(2)(a)) の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. ☒ 請求の範囲 16 は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。  
つまり、  
請求の範囲 16 は、人の身体の診断方法と認められるので、PCT 17条(2)(a)(i) 及びPCT規則39.1(iv) の規定により、この国際調査機関が調査を要しない対象に係るものである。
2. ☐ 請求の範囲 は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
3. ☐ 請求の範囲 は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

## 第II欄 発明の単一性が欠如しているときの意見 (第1ページの3の続き)

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるとこの国際調査機関は認めた。

請求の範囲 1-15 に共通の事項は、請求の範囲 1 に記載された事項である。しかしながら、調査の結果、請求の範囲 1 に記載された発明は、文献 JP 2000-135217 A (株式会社東芝) に開示されており、新規の発明でないことが明らかとなった。したがって、請求の範囲 1 に記載された事項は、PCT規則13.2の意味における特別な技術的特徴ではない。また、請求の範囲 1 に記載された事項以外に、請求の範囲 1-15 に共通の技術的事項は存在しない。

してみると、請求の範囲 1-2、3、4、5、6、7、8、9-12、13、14、15 に記載された各発明は、PCT規則13.2の意味における特別な技術的特徴を共通に有しないので、発明の単一性を満たさないことは明らかである。

1. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求の範囲について作成した。
2. ☐ 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求の範囲について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったので、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求の範囲のみについて作成した。
4. ☒ 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったので、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求の範囲について作成した。  
請求の範囲 1-2

## 追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- ☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあった。  
☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがなかった。

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning  
Operations and is not part of the Official Record**

**BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ BLACK BORDERS
- ☐ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☒ FADED TEXT OR DRAWING
- ☐ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☐ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☐ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: \_\_\_\_\_

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.**